

公 報 第 151

⑩ 日本国特許庁 (J P)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報 (A)

昭61-51585

⑬ Int. Cl. 4

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 昭和61年(1986)3月14日

G 01 T 1/185
A 61 B 6/03
G 01 N 23/04

C-8105-2G

7033-4C

2122-2G

審査請求 未請求 発明の数 1 (全6頁)

⑮ 発明の名称 放射線検出装置

⑯ 特 願 昭59-173732

⑰ 出 願 昭59(1984)8月21日

⑱ 発 明 者 宇 山 喜 一 郎 東京都府中市東芝町1番地 株式会社東芝府中工場内
 ⑲ 出 願 人 株 式 会 社 東 芝 川崎市幸区堀川町72番地
 ⑳ 代 理 人 弁 理 士 鈴 江 武 彦 外2名

明 細 書

1. 発明の名称

放射線検出装置

2. 特許請求の範囲

(1) 放射線検出器から出力される放射線ビームの経路に対して多段階をもつて配設された複数の放射線検出器と、前記放射線ビームを分割して形成される放射線通路に位置する前記各段放射線検出器の検出素子の出力を選択的に取り込んで結合し、前記放射線の空間強度分布を求める手段とを備え、前記放射線検出器と多段放射線検出器の間に配設される被検体の放射線透過データを取得するようにしたことを特徴とする放射線検出装置。

(2) 各段の放射線検出器は、複数の検出素子をリング状、皿型状および平面状の何れか一つをもって配列させたものである特許請求の範囲第1項記載の放射線検出装置。

3. 発明の詳細な説明

(発明の技術分野)

本発明は、CTスキャナなどに使用する放射線検出装置の改良に関する。

(発明の技術的背景とその問題点)

この種のCTスキャナは人体の断層像を撮影する医療診断用装置として広く利用されており、そのうち放射線検出装置は定常方式に応じて複数の形態のものが使用されている。

第6図は、従来いわゆる第4世代と称するCTスキャナに使用されている放射線検出装置であって、固定フレーム1の内側にリング状回転フレーム2が回転可能に支持され、この回転フレーム2内には放射線源3が固定設置され、他方の固定フレーム1内には検出素子4a, 4b...を一列に配列させた放射線検出器5が取付けられている。さらに、CTスキャナ本体の正面側に進送移動可能なテーブル6を有し、このテーブル6に被検体7を収容させて回転フレーム2の中央開口部7所定位置に押入するようになっている。

そして、以上のようにして被検体6が設定された後、回転フレーム7の回転により放射線源3を回転させながら同軸的にファン状放射線ビーム8を被検体6へ照射し、このとき被検体6を透過して出てくる放射線透過ビームを各検出素子10, 11...で検出し、これらの検出素子10, 11より得られるデータを従来周知の再構成画像処理手段により画像処理して被検体6の断面像を作成している。図中、9は放射線発生点の軌跡、10はデータ収集部である。

次に、第7図は、いわゆる第3世代と称するCTスキャナの放射線検出装置を示す正面図であって、これは回転フレーム7に放射線源3と円弧状放射線検出器1'とが対向して設置され、回転フレーム7の回転によってこれら両検出器3, 1'を一体的に回転させてデータ収集部10でデータを収集する構成である。

また、第8図は工業製品およびその製品材料等の被検体6を検査する放射線検出装置であって、これは第7図と同様の検査方式をとるも、

と非常に長いものが使用される。

ところで、放射線の入射ビームが図示例線1のように真正面から入射してきた場合には第9図および第10図とも同図にならないが、放射線ビームが図示点線10に示すように斜め方向から入射してきた場合には第9図に示すシンチレータ1Aの幅Wおよび長さLが同程度なのでそれほど問題はなく、線像位置誤差が余りデータ精度に影響を与えない。しかし、第10図のようにシンチレータ1Aが長くなってくると、機械的強度の弱さもさることながら、僅かの線像位置誤差が分解能の低下およびエネルギー特性の不均質を招き、また検出器1, 1', 1"の製作に高精度が要求され、ひいては放射線の高エネルギー化が著しく困難となってくる。

(発明の目的)

本発明は以上のような点にかんがみてなされたもので、高エネルギー放射線を用いても放射線検出器の製作寸法精度および機械的強度をそれほど必要とすることがなく、また高エネルギー

特開昭61- 51585(2)

円弧状放射線検出器1'として一次元検出素子アレイを用いたものである。1'はペルトコンベアである。

ところで、上記放射線検出装置としては、人体への影響を考慮して、通常放射線源3から120KeVの低エネルギー放射線ビーム8を照射するとともに、放射線検出器1, 1', 1"の一部として構成するシンチレータ1Aは第9図に示すようにその幅Wが約1mm、長さLが約2mmといった細かい寸法のものが使用される。特に、低エネルギー放射線の場合、以上のような細かい寸法のシンチレータ1Aであっても放射線ビーム8の捕捉率を十分上げることができる。図中、1Bはフォトダイオード、1Cは遮光材、1'は基板である。

しかし、工業製品を検査する場合、医用と異なると例え420KeVの高エネルギー放射線ビーム8を使用する例が多いが、この場合には放射線ビーム8の捕捉率を維持するために、第10図に示すようにその長さL'が約25mm

放射線データを精度よく検出できる放射線検出装置を提供することにある。

(発明の概要)

本発明は、放射線ビームの入射経路に対して一次元または二次元放射線検出器を多層に配置し、各段放射線検出器の検出出力を結合させて放射線の空間強度分布を求めて高エネルギーの放射線データを得る放射線検出装置である。

(発明の実施例)

以下、本発明装置の実施例について説明する。第1図および第2図は本発明装置の第1の実施例を示す図であって、この装置はフレーム21に回転可能に、または回転フレーム(図示せず)自体に放射線源3が設けられ、回転機構制御部22からの制御信号により回転駆動部(図示せず)が回転して放射線源3を一周にわたって正転または逆転するようになっている。図中、3Aは放射線発生点の軌跡3Aの外周に位置してフレーム21に多数の検出素子10, 11, ...を同心リング状に配列した複数の放射線検出器

特開昭61- 51585(3)

25~28が放射線ビーム29の入射方向に対して多段構成となるように設けられている。各放射線検出器25~28の検出素子a, b, cは例えば従来例第9図で示すように蓋板上にシンチレータとフォトダイオードアレイとを組合せて構成され、その寸法は例えば幅が14、長さが24mmのものが使用される。前記フレーム21のほぼ中央部には開口部30が形成され、開口部30内に進退移動可能に床上に設置されたテーブル31が被検体32を装置せしめて設定されるようになっている。

さらに、各放射線検出器25~28の出力側には各検出器25, 26, 27, 28ごとのデータ収集部(図示せず)が設けられ、ここで各検出器の検出素子a, b...ごとのアナログデータをディジタル化してコンピュータなどにより構成されている断層像作成装置33に送出される。なお、各データ収集部は例えば各検出器25~28の下部または必要な個所に設置されるものとし、また断層像作成装置33は前処理

33に送られる。この断層像作成装置33では、各検出素子a, b...に対応するデータ収集部からのデータを選択的に結合し、多数の放射線通路についてデータを得るものである。

次に、第2図を参照して各検出素子a, b...の出力の結合について述べる。まず、1つの放射線通路291の放射線強度Iについて式をもつて表わすと、

$$I = \sum_{i,j} A_{ij} I_{ij}$$

となる。上式において I_{ij} はi列、j番目の検出素子の出力を意味し、 A_{ij} は当該検出素子の幾何学的係数を示す。また、 $\sum_{i,j}$ は放射線通路291に位置する各検出素子例えば $I_{11}, I_{12}, I_{13}, I_{14}, I_{21}, I_{22}, I_{23}, I_{24}, I_{31}, I_{32}, I_{33}, I_{34}$ の放射線強度を選択して結合することにより総放射線強度を得ることを示している。幾何学的係数 A_{ij} は、放射線源位置、放射線通路位置、放射線エネルギー分布、各検出器25~28の放射線エネルギー変換効率によって定まるものである。即ち、

手段、画像再構成処理手段および中央演算処理制御ユニット、画像メモリなどで構成されている。34は放射線制御部、35はCRTディスプレイ装置である。

従って、以上のような装置においては、データ収集走査時、断層像作成装置33からの指令に基づいて回転機構制御部33から回転駆動部を介して放射線源22が所定の回転速度をもって連続的または間欠的に回転され、同じく装置33の指令の下に放射線制御部34より駆動信号を受けて放射線源22からファン状放射線ビーム29が被検体32に間欠的に照射される。この放射線ビーム29の照射は放射線源22が所定角度回転することに行なわれ、かつ一回転の間繰返し行なわれるものである。

このようにして照射された放射線ビーム29は被検体32を通過して出力され、各放射線検出器25~28の各検出素子a, b, c...によって検出され、各検出素子a, b...ごとに各データ収集部によりデータ収集されて断層像作成装置

放射線源22の回転走査時、エンコーダなどによって回転角度が検出され、これが回転機構制御部33を経て断層像作成装置33で把握されているので、放射線単位値は逐次知ることができる。しかも、この放射線源位置が分りかつ放射線ビーム29のファン角度が予め知っているため、放射線通路位置およびその位置に属する各検出器25~28の検出素子を知ることができる。つまり、放射線位置に応じて予め選択すべき各検出素子を特定できる。さらに、放射線通路位置が判れば、選択すべき各検出素子ごとに放射線ビームを全体として受けるか或いは一部として受ける場合には放射線通路の傾きなどから各検出素子の寄与率が判るので、予め A_{ij} を定めることができる。

従って、本装置は、以上のようにして各放射線通路291, ...ごとに各検出素子の出力を結合させて放射線強度データを得、これらのデータを集めて放射線の空間強度分布を求めることができる。そして、この空間強度分布データが

特開明61- 51585(4)

ら画像再形成処理手段を用いて被検体22の断面像を作成することができる。

従って、以上のような構成によれば、放射線ビームの入射方向に対して複数のリング状検出器25-28を多段構成をもって配列したので、各検出素子25, 26…の寸法は低エネルギー放射線ビームの場合と同等のものでよく、機械的強度および寸法精度に対してそれほど厳密さを要求されない。また、各段の検出器25-28により個別に放射線を受けるので、高エネルギー放射線を高効率で捕捉でき、被検体22からの放射線透過データを精度よく検出することができる。特に、木箱型においては、放射線発生点が移動しても同一の精度で検出することができる。

次に、第3図は本発明装置の第2の実施例を示す図である。この装置は、第3世代のCTスキャナに適用したもので、具体的には固定フレーム41の内側に回転可能に回転フレーム42が設けられ、この回転フレーム42に放射線像

51-54の下部にデータ収集部55を設けたものである。なお、この各放射線検出器51-54は、遮光材56Aで複数の区分に仕切られ、かつ各区分内には二次元シンチレタアレイ56Bと二次元光検出素子56Cとが近接して結合された構成である。この構成のものは、放射線像22を一回転させてデータを収集することにより、被検体22の高さ方向における複数の断面像を作成することができる。

なお、第3世代および第4世代のCTスキャナについての適用例について述べたが、他の変置方式例えば第2世代のものにも同様に適用できる。さらに、CTスキャナ以外の検査装置についても適用できることは言うまでもない。

(発明の効果)

以上詳記したように本発明によれば、高エネルギー放射線を用いた場合でも放射線の捕捉効率を高め、被検体からの放射線透過データを高精度に検出できる放射線検出装置を提供できる。

22のほかに、この放射線像22から照射される放射線ビーム23の入射方向に対して複数の直線状放射線検出器43-47が多段構成をもって配列されたものである。

従って、以上のような構成の装置は、放射線像22と複数の直線状放射線検出器43-47が被検体22の周りを一体的に回転しながら、放射線像22からファン状放射線ビーム23が被検体22へ周方向的に照射される。そして、このとき、被検体22を透過して出力される放射線透過データは各放射線検出器43-47の各検出素子により検出され、かつデータ収集部により各検出素子ごとの検出データが収集されて断面像作成装置33に送出される。ここでは、第1図および第2図で説明したと同様の手段によって被検体22の断面像が作成される。

次に、第4図は本発明装置の第3の実施例を示す図であって、これは平面状をなす二次元放射線検出器51-54を多段構成をもって配列するとともに、各段の二次元放射線検出器51

4. 図面の簡単な説明

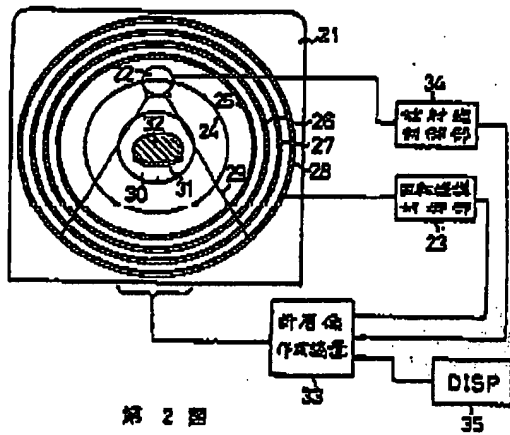
第1図および第2図は第4世代CTスキャナに適用した本発明装置の第1の実施例を説明するための図であって、第1図は正面図、第2図は放射線透過像と各段放射線検出器の各検出素子との関係を示す図、第3図は第3世代CTスキャナに適用した本発明装置の第2の実施例を示す正面図、第4図は平面状二次元放射線検出器を用いた本発明装置の第3の実施例を説明する概略斜視図、第5図は第4図に示す放射線検出器の具体的構成図、第6図ないし第8図はそれぞれ従来装置を説明する構成図、第9図および第10図は従来装置の不具合を説明するための図である。

21…フレーム、22…放射線像、23…
24…43-47、51-54…放射線検出器、
25…被検体、41…固定フレーム、42…回
転フレーム、55A…遮光材、55B…シンチ
レタアレイ、55C…光検出素子アレイ。

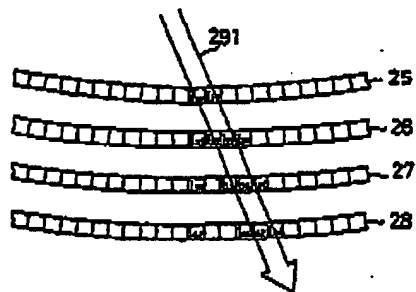
出版人代理人 井田士 鈴江 武彦

特開昭61- 51585(5)

第 1 圖

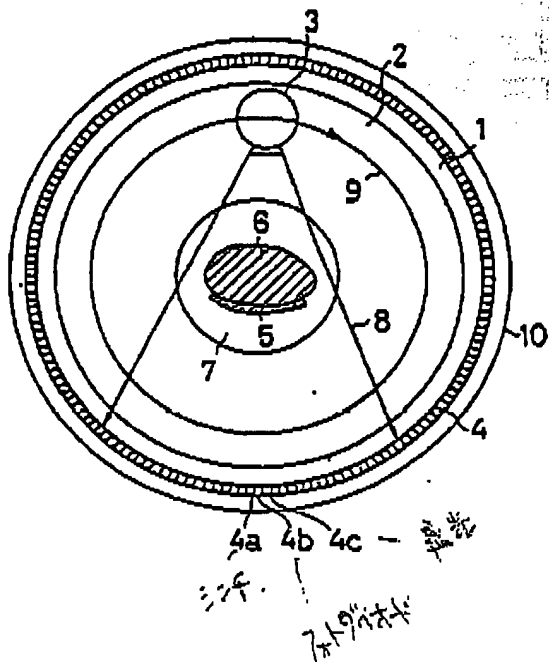


第 2 圖



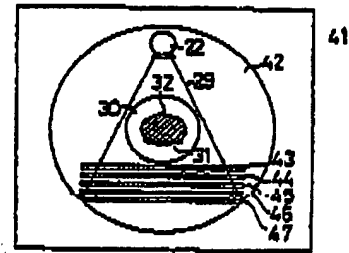
第 6 圖

従来

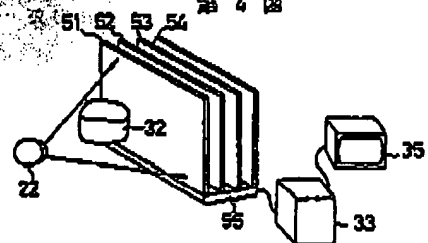


4a 4b 4c - 電極
シフ. 7-19/11/11

第 3 圖

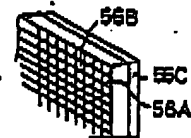


第 4 圖

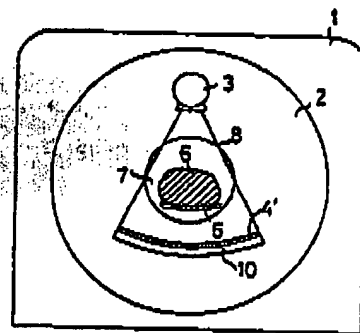


第 5 圖

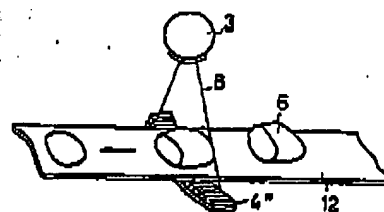
図 5-1-11



第 7 圖

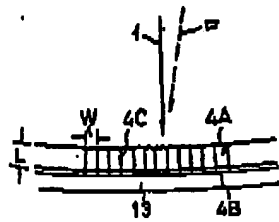


第 8 圖

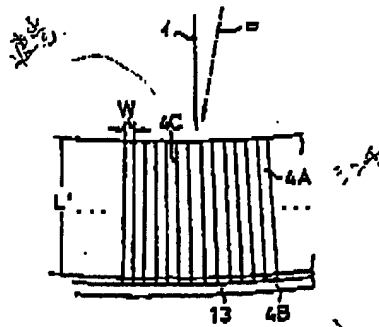


特開昭61-51585(B)

第9図



第10図



手続補正書

昭和 50. 11. 17

特許庁長官 池田 学 殿

1. 事件の表示

特開昭59-173782号

2. 発明の名称

放射線検出装置

3. 補正をする者

事件との関係 特許出願人

(307) 株式会社 東芝

4. 代理人

住所 東京都港区虎ノ門1丁目26番5号 第17番ビル
〒105 電話 03 (502) 3181 (大代表)

氏名 (3047) 弁護士 鈴江 武彦

5. 目録補正

6. 補正の対象

明細書

50. 1. 17

出願

7. 補正の内容

- (1) 明細書第3頁第20行目ないし第4頁第3行目の「これは第7図…ポンペアである。」とあるを「これはいわゆるラインセンサー透過装置であり、円弧状放射線検出部」と放射線部とは固定されその間を被検体がベルトコンベアで並進移動することで走査が行なわれる。」と訂正する。
- (2) 明細書第13頁第2行目の「51~55」とあるを「51~54」と訂正する。
- (3) 明細書第13頁第6行目ないし同頁第9行目の「放射線部…作成することができる」とあるを「高エネルギー放射線を用いた被検体の透過像を得る装置(いわゆる放射線テレビ)」と訂正する。

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.